

Proyecto Fin de Carrera

Sensor guiado por robot para determinar regiones tumorales en la superficie cerebral: optimización de puntos de contacto

Autor: Pablo Javier Quílez Velilla
Director: Ralf Westphal
Ponente: Luis Montesano

Septiembre de 2012
Ingeniería en Informática

Institut für Robotik und Prozessinformatik
TU Braunschweig



Escuela de
Ingeniería y Arquitectura
Universidad Zaragoza



*Dedicado a las personas,
familiares y amigos,
que me han acompañado,
durante este camino.*

*Dedicado a todos ellos,
que me empujaron logrando,
que alcance mis sueños.*

RESUMEN

La habilidad del neurocirujano puede suponer la diferencia entre el éxito o el fracaso de una operación de neurocirugía. Para facilitar su labor se han desarrollado a lo largo de la historia complejas técnicas de diagnóstico clínico y quirúrgicas. Actualmente las técnicas de diagnóstico más comunes son la tomografía axial computerizada (TAC), la tomografía por emisión de positrones (PET), la resonancia magnética nuclear (RMN) y la magnetoencefalografía (MEG). La microcirugía, la cirugía endoscópica o la cirugía estereotáxica representan algunos de los recientes avances más importantes en técnicas de quirófano. La neurocirugía es una especialidad médica que se encuentra en constante y rápida evolución. El uso de robots en las operaciones en general y en neurocirugía en particular cada vez tiene un mayor interés e importancia porque permiten sobrepasar la precisión y las habilidades humanas.

La distinción entre tejido sano y tumoral es un problema añadido durante las operaciones de extirpación de tumores cerebrales. Es vital eliminar totalmente el tumor para evitar su reaparición, a la vez que conservar el mayor volumen posible de tejido sano circundante ayuda a reducir las secuelas y mejora la recuperación. En este documento se describe un método asistido por robot, con la ayuda de un sensor de fuerza y un sensor tumoral desarrollado en la Universidad Leibniz de Hanóver, para construir un mapa del tejido tumoral de la superficie del cerebro. A diferencia de otras tecnologías actuales, el proceso se puede efectuar de forma automatizada bajo supervisión humana.

El objetivo de este proyecto es lograr movimientos seguros y precisos del brazo robótico mientras se construye el mapa, permitiendo incluso desplazar el sensor sobre la superficie en movimiento sin dañarla. Completar correctamente la tarea requiere un contacto perpendicular y constante del sensor con la superficie cerebral en cada punto a medir. Para ello se han desarrollado algoritmos, métodos, un controlador PID por software y las pruebas que se detallan en este documento. Aproximar el sensor tumoral de forma suave es uno de los requisitos más importantes, siendo otro compensar los movimientos de la superficie del cerebro debidos al pulso cardiaco mientras se mantiene el contacto con una fuerza constante. Si los movimientos del robot no se realizan con extrema precisión se pueden ocasionar daños graves al paciente o incluso su muerte. Las principales dificultades que se han enfrentado durante el proyecto son compensar la variación del peso medido por el sensor de fuerza al cambiar la orientación de la mano del robot, e identificar y reducir las fuentes de error como por ejemplo la precisión del sensor de fuerza o la alineación de las articulaciones del robot.

Este proyecto también representa un punto de partida y de referencia para la investigación de nuevas aplicaciones roboticas en cirugía de tejidos blandos.

Índice

1. Introducción	9
1.1. Contexto	9
1.2. Estado del arte	9
1.3. Herramientas y entorno de trabajo	10
1.4. Motivación, objetivos y alcance	10
1.5. Aproximación a la solución	11
1.6. Estructura de la memoria	12
2. Conceptos	13
2.1. Elementos físicos del sistema	13
2.1.1. Robot Staübli RX90	13
2.1.2. Sensor de fuerza / torsión	13
2.1.3. Modelo de cerebro	14
2.1.4. Sensor tumoral	14
2.2. Espacio de trabajo	14
2.2.1. Sistemas de referencia	14
2.2.2. Semiesfera de desplazamiento	15
2.2.3. División en cuadrantes	15
2.3. Modos de movimiento del robot	16
2.3.1. Frame interpolation	16
2.3.2. Joint interpolation	16
2.3.3. Alter mode	16
3. Métodos	17
3.1. Métodos relativos al sensor de fuerza	17
3.1.1. Transformación del sistema de coordenadas	17
3.1.2. Precisión del sensor	18
3.1.3. Exactitud	18
3.1.4. Respuesta del sensor	18
3.2. Métodos relativos al posicionamiento de la mano	18
3.2.1. Posicionamiento esférico	18
3.2.2. Aproximación a la superficie	19
3.2.3. Colocación perpendicular	19
3.2.4. Arrastre por la superficie	20
3.3. Métodos relativos al controlador PID	20
3.3.1. Método de Ziegler-Nichols	21
3.3.2. Batería de pruebas	21
3.3.3. Ajuste manual	21
3.4. Métodos relativos a la compensación de la gravedad	21
3.4.1. Método del reinicio del sensor	22
3.4.2. Modelo sinusoidal o Computation Method	22
3.4.3. Ajuste polinómico multidimensional o Surface Fitting Method	22
3.4.4. Otros métodos	22
3.5. Métodos relativos a la calibración de las articulaciones	23
3.6. Implementación software	23
3.6.1. Arquitectura del sistema	23
3.6.2. Interfaz gráfica de usuario	24

4. Resultados	25
4.1. Resultados relativos al sensor de fuerza	25
4.1.1. Transformación del sistema de coordenadas	25
4.1.2. Precisión	26
4.1.3. Respuesta	27
4.1.4. Exactitud	28
4.2. Resultados relativos a la compensación de la gravedad	28
4.3. Resultados relativos a la alinación de las articulaciones	29
4.4. Resultados para el PID	30
5. Conclusiones	33
5.1. Valoración final	33
5.2. Dificultades	34
5.3. Distribución del tiempo	35
5.4. Valoración personal	35
5.5. Investigación futura	36
6. Anexo I: memoria en inglés	39

Índice de figuras

1.	Visión del entorno del trabajo, los elementos y las herramientas.	10
2.	Vista en detalle de las herramientas y elementos utilizados en el proyecto.	13
3.	Ilustración lateral del problema del peso de la mano para el eje Y.	14
4.	Conceptos geométricos del entorno de trabajo.	15
5.	Cuadrantes del plano X-Y	15
6.	Transformación del sistema de coordenadas del sensor de fuerza.	17
7.	Esquema del procedimiento de transformación del sistema de coordenadas del sensor tumoral.	17
8.	Configuración del brazo para alcanzar un punto inferior de la semiesfera de desplazamiento.	19
9.	Funcionamiento del controlador PID.	20
10.	Calibración requerida para el modelo sinusoidal de compensación de la gravedad.	22
11.	Arquitectura del sistema.	23
12.	La interfaz gráfica de usuario.	24
13.	Resultados medidos tras rotar el sistema de coordenadas en pequeños incrementos.	25
14.	Resultados para diferentes valores de translación en el eje Z inicial del sensor de fuerza.	25
15.	Los resultados de la desviación típica para 1000 mediciones sin movimiento y sin contacto.	26
16.	Desviación estándar para cada eje medida en movimiento sin contacto.	26
17.	Gráfica de la evolución del módulo de la fuerza medido para cada filtro.	27
18.	Evolución del módulo de la fuerza para un movimiento oscilatorio en contacto con la superficie.	28
19.	Comparación de los mejores resultados obtenidos para cada método implementado.	29
20.	Fuerza con respecto a cambios en el ángulo de alineación de las articulaciones 3 y 4.	30
21.	Ejemplo de un mapa tridimensional producido visto con MeshLab [15].	33
22.	Distribución del tiempo del proyecto.	35

1. Introducción

En esta sección se incluye una visión panorámica sobre el contexto en el que se ha realizado el proyecto, incluyendo las tecnologías actuales, el equipo y herramientas utilizadas, los objetivos, la aproximación a la solución y la estructura de la memoria.

1.1. Contexto

Este proyecto de investigación se ha desarrollado en el departamento de Robótica y Control de Procesos de la Universidad Técnica Carolo-Wilhelmina de Braunschweig en Alemania durante el programa europeo de intercambio Erasmus. Dicho departamento continúa desde su fundación en 1986 una labor de investigación en tecnologías robóticas industriales y móviles, con especial interés en aplicaciones médicas y para el sector automovilístico. Este departamento ha participado en numerosas colaboraciones con otras universidades e institutos tales como la Escuela Médica de Hanóver.

El proyecto está englobado dentro de la línea de investigación médica del departamento, que se centra principalmente en el estudio de la viabilidad para realizar diferentes procedimientos quirúrgicos utilizando robots industriales multipropósito, así como mejoras en técnicas de diagnóstico clínico por imagen. La reconstrucción ósea [1] o la endoscopia nasal guiada por robot [2] son algunos ejemplos de investigaciones actualmente en curso.

1.2. Estado del arte

El uso de tecnologías robóticas en el ámbito de la medicina comienza en la segunda mitad del siglo XX con equipos de diagnóstico, de asistencia y de rehabilitación [3, 4], aunque no es hasta 1985 cuando tiene lugar la primera operación quirúrgica guiada por robot. Algunos autores establecen como punto de partida la colecistectomía laparoscópica asistida por robot realizada en ese mismo año por E. Mühe [5]. Sin embargo otros autores coinciden en considerar como primera intervención quirúrgica robótica la biopsia cerebral guiada por un robot Puma 560 realizada por Kwok también en 1985 [6, 7]. Desde entonces el uso de robots en cirugía ha ido en aumento. Algunos avances destacados son el robot PROBOT desarrollado por el Imperial College London que en 1988 realizó de forma autónoma una resección de la próstata, el robot RoboDoc de Integrated Surgical Systems el cual ayudó a colocar una prótesis de cadera mediante el ajuste y vaciado del fémur, el sistema quirúrgico ZEUS con el que se llevó a cabo en 1998 una reanastomosis de las trompas de Falopio y al año siguiente un baipás coronario, y por último el exitoso sistema DaVinci que brinda al cirujano la posibilidad de realizar muchos procedimientos quirúrgicos de forma mínimamente invasiva.

La robótica médica se encuentra todavía en su infancia, pero evoluciona constantemente y probablemente permitirá progresos espectaculares a lo largo del siglo XXI. Las ventajas que proporcionan estos sistemas superan ampliamente sus desventajas, salvo por los costes económicos. A día de hoy, el precio de estos equipos sigue siendo demasiado elevado para permitir un uso generalizado, aunque el abaratamiento de los costes, las mejoras técnicas y la innovación hacen cada día más accesible su presencia en hospitales de todo el mundo. Las ventajas generales que proporcionan estos sistemas son una muy alta precisión, la capacidad de operar a través de pequeñas aberturas y la reducción de daños accidentales en tejidos circundantes. La tendencia es hacia una cirugía cada vez más mínimamente invasiva que favorezca la rápida recuperación del paciente y disminuya las secuelas. Los fallos técnicos que pudieran ocurrir con el uso de robots se estiman inferiores a los posibles errores humanos en una intervención tradicional.

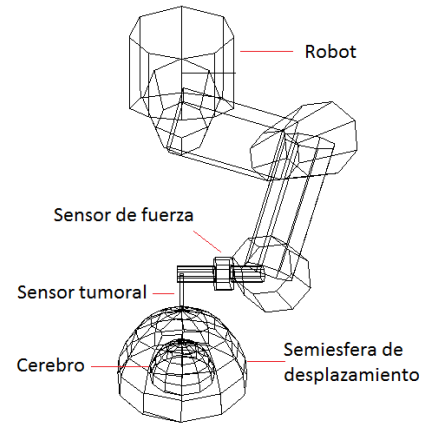
El desarrollo de estas tecnologías parece conducir a una fusión humano-máquina, de forma que el cirujano recibe información en forma de realidad aumentada y su respuesta es procesada antes de elaborar las órdenes finales que ejecuta el robot. Este proceso se conoce como *Human-in-the-Loop* [8] y permite reducir errores en sistemas totalmente automatizados, y errores humanos que se pudieran producir con simples telemanipuladores.

1.3. Herramientas y entorno de trabajo

El equipo utilizado para el desarrollo del proyecto se compone principalmente de un brazo robótico Staübli RX90 [9], un sensor de fuerza y torsión JR3 100M40A [10], un modelo a escala real de un cerebro humano y un sensor tumoral [11, 12] simulado situado en la mano del robot dada la imposibilidad de utilizar el sensor real en el laboratorio. La figura 1 muestra una perspectiva de todos estos elementos en el entorno de trabajo. En la sección 2.2 se analizan en detalle sus características y propiedades y en el apartado 2.2.2 se describe el concepto de la semiesfera de desplazamiento. Por ella se mueve el sensor tumoral siempre de forma perpendicular permitiendo posicionarlo de forma segura en cualquier punto deseado.



(a) Fotografía del entorno de trabajo.



(b) Diagrama del robot y los principales elementos.

Figura 1: Visión del entorno del trabajo, los elementos y las herramientas.

El software se ha desarrollado en C++ utilizando el entorno Microsoft Visual C++ 2010 junto a las bibliotecas del robot, del sensor, MFC para la interfaz de usuario [13] y Armadillo para algunos cálculo algebraicos [14]. Para la visualización de datos tridimensionales producidos se ha utilizado principalmente el programa Meshlab [15]. El ordenador empleado es un AMD Athlon 64 3500+ a 2.2 GHz con 2 Gb RAM.

1.4. Motivación, objetivos y alcance

Este proyecto surge a través de la estrecha colaboración entre el departamento de Robótica de la Universidad de Braunschweig y otras universidades como estudio de la viabilidad y las posibilidades del uso automatizado del sensor tumoral. El proyecto parte prácticamente desde cero para establecer una nueva línea de investigación en el área de la neurocirugía robótica; elaborando métodos, algoritmos y un esquema general de funcionamiento ampliable en un futuro.

Durante las operaciones de extirpación de tumores cerebrales, una de las mayores dificultades con la que se enfrenta el cirujano es distinguir entre el tejido tumoral y el tejido sano. La reaparición del tumor se hace más probable si no se extirpa totalmente, sin embargo la resección de un volumen adicional aumenta los daños neurológicos y las secuelas para el paciente.

El sensor tumoral desarrollado permite distinguir el tipo de tejido para un punto de la superficie cerebral. Por las características del sensor tumoral, las medidas se deben tomar desde una posición perpendicular a la superficie manteniendo un contacto con una fuerza constante durante un tiempo estimado de unos cientos de milisegundos. Las circunvoluciones de la corteza cerebral y las oscilaciones de varios milímetros debidas a las palpitaciones cardíacas dificultan obtener y mantener el contacto y la posición perpendicular.

Partiendo de los supuestos anteriores se han establecido unos objetivos principales a alcanzar:

1. Movimiento seguro de la mano del robot sobre el paciente evitando colisiones, posiciones erróneas y singularidades.
2. Aproximación suave a la superficie cerebral.
3. Colocación perpendicular de la herramienta a la superficie.
4. Simular la medición tumoral, almacenar el mapa construido y representarlo gráficamente.

Sin embargo, la innovación y la búsqueda de nuevas ideas también son parte de los objetivos básicos por el hecho de haber iniciado una nueva línea de investigación. Debido a la buena marcha del proyecto y a los progresos realizados, posteriormente se añadió un nuevo objetivo:

- Desplazamiento sobre la superficie cerebral manteniendo un contacto suave que responda a las palpaciones del cerebro.

Además de los objetivos anteriores, también se consideran los siguientes objetivos intermedios:

1. Desarrollar interfaces *thread-safe* para el robot y el sensor de fuerza que añadan *buffering*, tratamiento estadístico, pruebas y medidas de seguridad.
2. Desarrollar métodos para trabajar con coordenadas esféricas.
3. Construir una interfaz de usuario para controlar el proceso y proveer al usuario de información gráfica 2D y 3D en tiempo real.

1.5. Aproximación a la solución

Dada la naturaleza del proyecto se ha seguido una metodología de desarrollo en espiral [16] combinada con aspectos del desarrollo por prototipos [17]. En cada iteración primero se ha realizado un análisis de los objetivos inmediatos, definiendo las diferentes posibilidades a implementar y sus riesgos. Tras el diseño y la implementación, se han probado las distintas posibilidades para decidir entre continuar o descartar esos caminos en la siguiente iteración. En general, los diferentes aspectos de la solución han seguido una evolución en paralelo. Aún así, se pueden diferenciar cuatro fases principales durante el desarrollo global:

1. En una primera fase del proyecto se definió la posición del cerebro y los movimientos del robot. Se concluyó que una buena opción era situar el cerebro centrado debajo del robot a una distancia suficiente para permitir movimientos esféricos sobre el mismo. La mano del robot se desplaza siempre perpendicular a una semiesfera en cuyo centro se coloca el cerebro. Durante esta primera fase también se contruyó el esqueleto de la aplicación, la interfaz de usuario y los interfaces para el robot y el sensor de fuerza.
2. En la segunda fase se desarrolló la aproximación del sensor tumoral a la superficie cerebral. Para ello se implementó y ajustó un controlador Proporcional Integral Derivativo [18] por software. En este punto el patrón de escaneo exigía retirar la herramienta de la superficie a una distancia de seguridad antes de desplazar el brazo al siguiente punto.
3. En la tercera fase se amplió la funcionalidad, incluyendo la capacidad de arrastrar el cabezal del sensor tumoral por la superficie. De esta forma el mapa tumoral se puede construir en un tiempo mucho menor al no tener que retirar el sensor tras analizar cada punto.
4. En una última fase se completó la interfaz de usuario y se añadió la representación visual 2D y 3D de los resultados. Para la representación 3D se implementó el algoritmo de triangulación de Delaunay [19, 20].

1.6. Estructura de la memoria

En el primer capítulo se introduce el proyecto con una visión general. En el segundo se describen brevemente los conceptos necesarios para comprender los métodos desarrollados. En el tercer capítulo se explican estos métodos elaborados. En el capítulo cuarto se exponen los resultados y en el capítulo quinto se analizan las conclusiones obtenidas en el proyecto. En el anexo de la memoria se incluye la versión original de la memoria realizada para la Universidad de Braunschweig en inglés.

2. Conceptos

En esta sección se incluye una descripción de los diferentes componentes físicos, los conceptos abstractos elaborados y los modos de movimiento del robot. Los términos que aquí se introducen se referencian a lo largo de la memoria y son clave para la comprensión de la misma.

2.1. Elementos físicos del sistema

En este apartado se describen los diferentes componentes y herramientas utilizados durante el proyecto. La figura 2 muestra los distintos elementos del equipo.

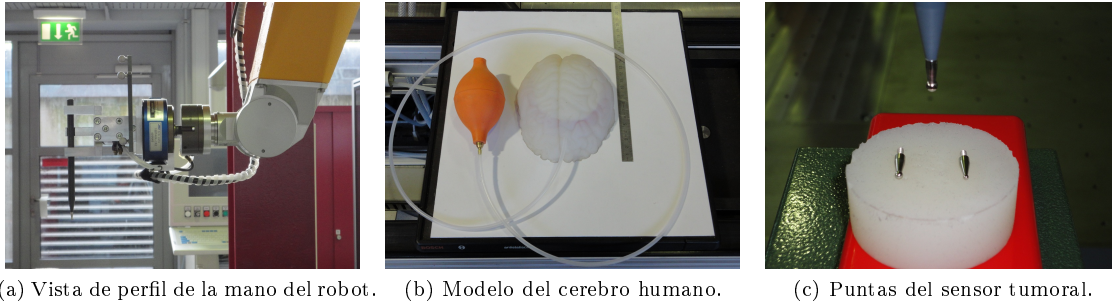


Figura 2: Vista en detalle de las herramientas y elementos utilizados en el proyecto.

2.1.1. Robot Staübli RX90

El robot RX90 es un brazo robótico industrial multipropósito con seis grados de libertad y seis articulaciones fabricado por la empresa Staübli. Se sitúa en posición invertida suspendido desde una estructura metálica, de forma que imita una posible colocación real en un quirófano encima de un paciente sentado. Su posición, alta precisión, velocidad y versatilidad lo convierten en una buena elección para este proyecto. El robot dispone de medidas de seguridad para detectar singularidades y posiciones erróneas, así como un sistema neumático de sujeción de la mano capaz de dislocarla en caso de colisión para evitar daños. El brazo está conectado por cable LAN al PC de desarrollo de forma que es posible su control a través de una biblioteca en lenguaje C++ elaborada por el departamento.

2.1.2. Sensor de fuerza / torsión

El sensor de fuerza JR3 100M40A tiene forma de cilindro y está colocado en la mano del robot entre la pinza y el brazo, de forma que se mueve solidariamente con la mano. Este sensor es capaz de medir las fuerzas y torsiones aplicadas en cada uno de los tres ejes para cualquier punto y orientación en el espacio. El sensor está conectado a través de una tarjeta PCI y se controla usando una biblioteca en C++ proporcionada por el fabricante. En la figura 2a se aprecia la posición del sensor en la mano. El sistema de coordenadas utilizado y las transformaciones geométricas necesarias se incluyen en el apartado 2.2.1.

Es posible reiniciar el sensor. Cuando el reinicio tiene lugar, se almacenan como *offset* los valores de fuerza y torsión para la posición y orientación actual de la mano. Tras el reinicio, cada vez que se toma una medición, se sustraen los valores de *offset* a los leídos. Si se rota la mano del robot, su peso permanece constante apuntando al suelo desde el centro de masas, pero no así el sistema de referencia del sensor, que rota en el espacio. Al ser el peso una magnitud vectorial, se puede descomponer en componentes para cada uno de los tres ejes del sensor de fuerza. Tras rotar, dichas componentes dejan de coincidir con los *offsets* almacenados. La figura 3 muestra el problema con un ejemplo para el eje Y del sensor. Para solventar esta dificultad se han elaborado los métodos de compensación de la gravedad definidos en el apartado 3.4.

El sensor dispone además de 7 filtros diferentes que modifican la respuesta y los resultados medidos. En el apartado 3.1 se analiza en profundidad el rendimiento del sensor. El tiempo máximo necesario para obtener una medida ha sido determinado empíricamente, resultando ser de 94 milisegundos, aunque es posible reducirlo a 16 ms de media. La resolución mínima para los ejes X y Z es de 0,05 Newtons, y para el eje Y es de 0,2 según la ficha técnica del fabricante [10].

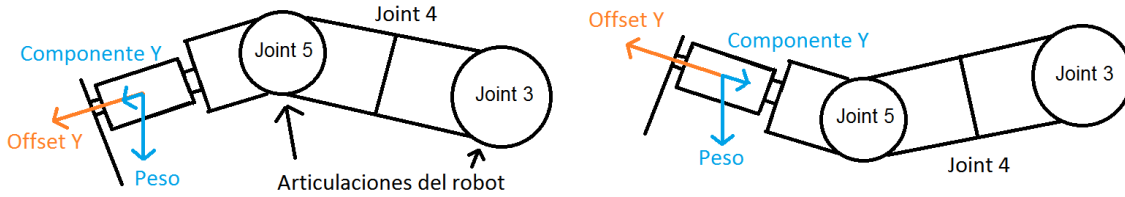


Figura 3: Ilustración lateral del problema del peso de la mano para el eje Y.

2.1.3. Modelo de cerebro

El modelo del cerebro tiene las mismas medidas que un cerebro humano real y reproduce sus propiedades físicas tales como elasticidad o dureza. Contiene en su interior un globo inflable con el que se puede simular los movimientos de la superficie cerebral debidos al pulso cardíaco. En la figura 2b se incluye una fotografía del modelo. El cerebro se coloca centrado a una distancia vertical de 790 mm de la base del robot sin que ninguna parte del mismo sobresalga por el lateral de la semiesfera de desplazamiento descrita en el apartado 2.2.2. Aunque los algoritmos desarrollados son lo suficientemente robustos para trabajar correctamente con una colocación aproximada, en el apartado 2.4 del Anexo I se detallan técnicas para un centrado más preciso.

2.1.4. Sensor tumoral

El comportamiento real del sensor tumoral permite diferenciar tejidos orgánicos a través de cambios en la frecuencia y amplitud de una corriente eléctrica utilizando el efecto piezoeléctrico [11, 12]. Dada la imposibilidad de disponer en el laboratorio del sensor, se ha simulado su forma y función con una barra de plástico equipada con diferentes puntas metálicas intercambiables de 2, 3 y 4 mm de diámetro, mostradas en detalle en la figura 2c. La barra se encuentra sujeta por la pinza y la punta se sitúa verticalmente a 14 cm del centro de la mano.

2.2. Espacio de trabajo

Este apartado describe los conceptos geométricos importantes para el proyecto. La figura 4 proporciona una perspectiva conjunta de los conceptos que se tratan en este apartado.

2.2.1. Sistemas de referencia

Durante el proyecto se han utilizado principalmente tres sistemas de referencia. Las coordenadas del mundo, cuyo origen es fijo y se sitúa en la base del robot; las coordenadas de la mano, cuyo centro está en la punta del sensor tumoral y se desplaza con él; y un sistema de coordenadas esféricas para trabajar con la semiesfera de desplazamiento descrita en el apartado 2.2.2. El sensor de fuerza también dispone de su propio sistema de referencia, aunque se ha hecho coincidir con el de la mano del robot a través de una transformación. Sin embargo, también se han utilizado otros sistemas de referencia, que se tratan en profundidad en la sección 2.3 del Anexo I.

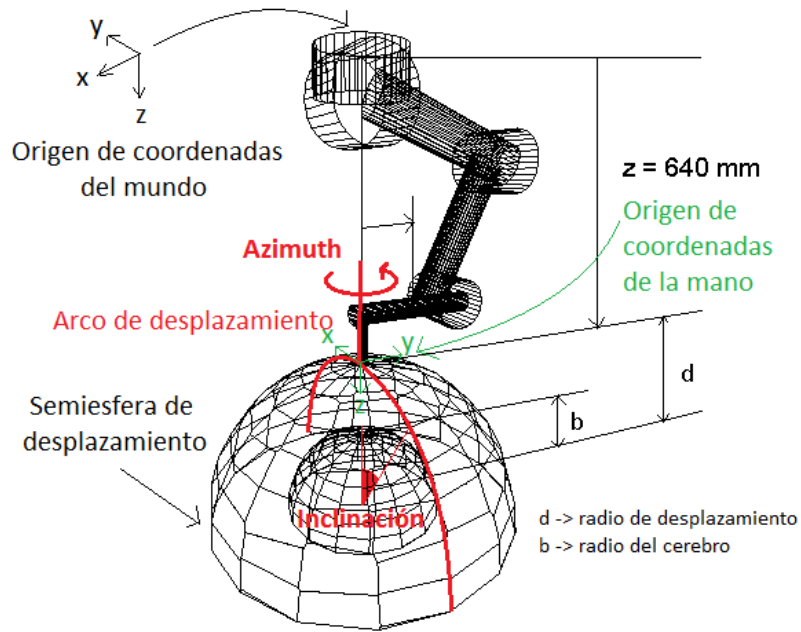


Figura 4: Conceptos geométricos del entorno de trabajo.

2.2.2. Semiesfera de desplazamiento

La semiesfera de desplazamiento es una semiesfera imaginaria de 15 cm de radio definida con un sistema de coordenadas esféricas en cuyo interior se sitúa el cerebro. Su centro se sitúa a 790 mm de distancia vertical con el centro de coordenadas del mundo. La punta del sensor tumoral se desplaza de forma segura sobre dicha esfera de forma perpendicular a la superficie antes de aproximarse al cerebro, sin que ninguna parte del robot penetre en su interior. A través de esta restricción se garantizan movimientos seguros y se evitan singularidades en las articulaciones del robot. El arco generatriz de la semiesfera se denomina por extensión arco de desplazamiento.

2.2.3. División en cuadrantes

El plano X-Y correspondiente a una vista superior del entorno de trabajo se divide en cuatro cuadrantes tal y como se ilustra en la figura 5

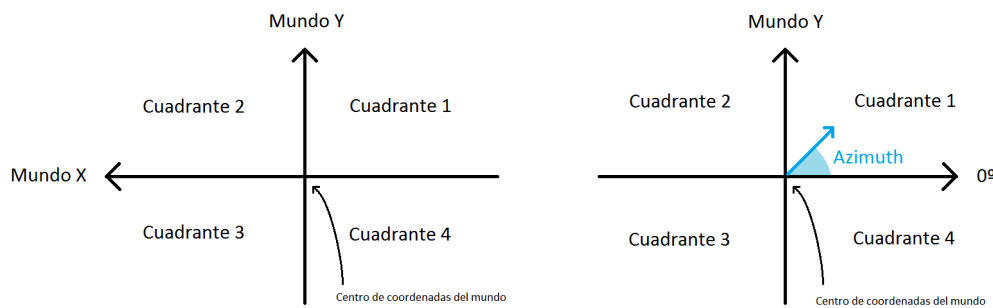


Figure 5: Cuadrantes del plano X-Y

2.3. Modos de movimiento del robot

Durante este proyecto se han utilizado tres modos diferentes de movimiento del robot que se incluyen en las bibliotecas proporcionadas por el departamento. La posición y orientación de la mano del robot se representan a través de una matriz de transformación homogénea o *frame*. También es posible indicar directamente la posición de la mano a través de los valores de las articulaciones.

2.3.1. Frame interpolation

Este modo de desplazamiento crea una trayectoria en línea recta y con rotación constante entre la posición actual y un *frame* dado, de forma que si para alcanzar el objetivo es necesario salirse de la trayectoria, el movimiento se detiene. De esta manera se impiden movimientos bruscos e impredecibles. Hasta que no finaliza no se devuelve el control al programa que lo ha ejecutado.

2.3.2. Joint interpolation

Este modo permite desplazar la mano del robot a cualquier posición del espacio de trabajo. Si la referencia no se puede alcanzar directamente, las articulaciones rotarán de forma impredecible para alcanzarlo. Es un modo peligroso ya que puede provocar colisiones con obstáculos situados en el espacio de trabajo.

2.3.3. Alter mode

Este modo de movimiento hace posible desplazamientos asíncronos del robot basados en pequeños incrementos. Primero se asigna el número de veces que se va a repetir la operación de incremento cada 16 milisegundos y luego se ejecuta el incremento dado, en X, Y y Z así como la rotación en estos tres ejes. Una vez ejecutada la orden, el control se devuelve a la aplicación antes de que finalice el movimiento.

3. Métodos

En esta sección se describen los métodos más importantes desarrollados durante el proyecto.

3.1. Métodos relativos al sensor de fuerza

Estos métodos permiten preparar correctamente el sensor de fuerza antes de iniciar las labores de análisis, así como determinar su rendimiento.

3.1.1. Transformación del sistema de coordenadas

El sistema de coordenadas original del sensor se sitúa en el centro del mismo y rotado aproximadamente 45° tal y como se indica en la figura 6. Sin embargo, la sujeción del sensor permite ligeras rotaciones de algunos grados en el soporte físico, lo que introduce un error en la orientación. Para conocer con exactitud el ángulo y la distancia entre el centro del sensor de fuerza y el sensor tumoral se ha construido el procedimiento descrito en este apartado.

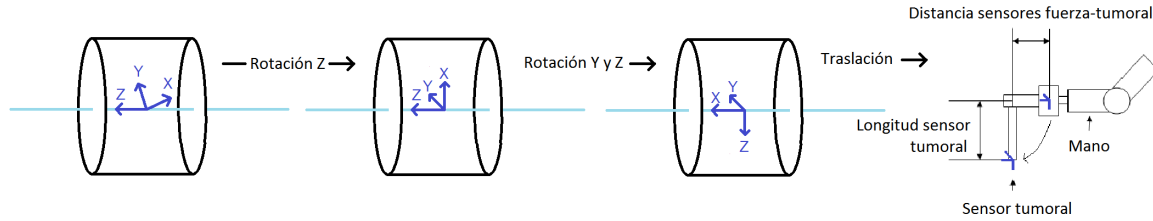


Figura 6: Transformación del sistema de coordenadas del sensor de fuerza.

El procedimiento consiste en rotar el sistema de coordenadas del sensor un pequeño ángulo o trasladarlo en el eje Z original antes de situarlo en la punta del sensor tumoral. Después se introduce verticalmente la herramienta tumoral en el modelo del cerebro y se analizan las mediciones obtenidas. El esquema de la figura 7 muestra la distancia Z y el ángulo α a modificar en pequeños incrementos hasta que se obtienen el ángulo y la distancia correcta.

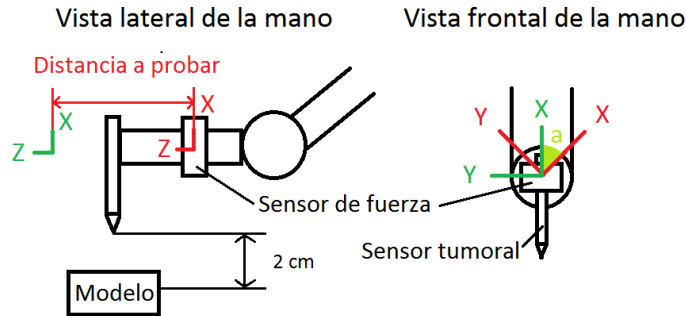


Figura 7: Esquema del procedimiento de transformación del sistema de coordenadas del sensor tumoral.

El ángulo correcto será aquel con el que se mide la menor fuerza en el eje Z y cero en el eje X, una vez transformado el sistema a la punta del sensor tumoral. La distancia inicial en Z corresponde al momento en que la torsión en el eje X se hace nula.

En el apartado 3.1.1 del Anexo I se incluyen todos los detalles del algoritmo.

3.1.2. Precisión del sensor

Se han desarrollado métodos para comprobar la precisión del sensor de forma estática y dinámica así como su exactitud. Es importante comprobar cómo varía la precisión para cada filtro disponible en el sensor.

Precisión estática La precisión estática se obtiene sin movimiento de la mano. Para cada filtro se toma un gran número de mediciones y se obtiene la desviación típica que representa la precisión del sensor.

Precisión dinámica La precisión dinámica se calcula a partir de las mediciones obtenidas en movimiento. La mano del robot ejecuta movimientos verticales arriba y abajo de 1 cm de distancia a una velocidad de 1 cm por segundo. Las mediciones se almacenan para obtener la desviación típica así como la evolución de los valores medidos para cada filtro.

3.1.3. Exactitud

La exactitud del sensor se puede obtener como la media de un gran número de mediciones tomadas sin movimiento de la mano y sin contacto. La cercanía a cero indica la exactitud. En este método se reinicia el sensor varias veces y se obtiene la media para un gran número de medidas.

3.1.4. Respuesta del sensor

La respuesta del sensor se obtiene de forma similar al cálculo de la precisión dinámica, pero contactando con la superficie del modelo. Se realizan desplazamientos verticales arriba y abajo de 1 cm a una velocidad de 1 cm por segundo pero introduciendo en este caso la punta del sensor tumoral dentro del modelo algunos milímetros. Como referencia del valor de fuerza máximo esperado, primero se introduce totalmente la punta y se realizan varias mediciones.

3.2. Métodos relativos al posicionamiento de la mano

Estos métodos describen los algoritmos de movimiento de la mano del robot necesarios para completar la tarea de análisis del cerebro. Primero se describe cómo mover la mano del robot de forma segura sobre el cerebro, luego el algoritmo de aproximación, en tercer lugar cómo lograr una posición perpendicular y por último el arrastre de la herramienta por la superficie. El orden de los puntos a escanear se determina siguiendo una heurística voraz para el problema del viajante [21]. Partiendo de la posición actual de la mano del robot, se toma como próximo punto el más cercano.

3.2.1. Posicionamiento esférico

Este método permite colocar la mano del robot sobre cualquier punto del cerebro a una distancia segura y libre de colisiones. El método se basa en el concepto de semiesfera de desplazamiento definido en el apartado 2.2.2.

El robot parte de la posición de inicio sobre el cerebro correspondiente a los valores de las articulaciones definidos en el apartado 2.6 del Anexo I y visualizada en la figuras 1 y 4. Combinando dos tipos de movimientos se puede alcanzar cualquier punto de la semiesfera conservando siempre una orientación perpendicular a ella.

- Movimiento de rotación: corresponde a modificar el azimuth de las coordenadas esféricas de la semiesfera, y equivale a una rotación en la articulación 1, situada en la base del robot.
- Movimiento de traslación: corresponde a un desplazamiento por el arco generatriz de la semiesfera. Para ello el brazo se extiende tal y como se puede observar en la figura 8.

El camino entre dos puntos cualesquiera de la semiesfera se calcula obteniendo recursivamente las coordenadas geométricas intermedias hasta una distancia de paso que el robot recorre de forma rectilínea

mientras modifica su orientación en el espacio. Los límites en el ángulo de rotación de la articulación 1 causan que la orientación entre dos cuadrantes de la mano puede ser inversa, como por ejemplo entre el cuadrante 2 y el 3, o el 1 y el 2; en estos casos es necesario primero mover la mano hasta el cénit de la semiesfera.

Todos los aspectos matemáticos del método y los algoritmos en profundidad se encuentran extensamente detallados en el apartado 3.2 del Anexo I.

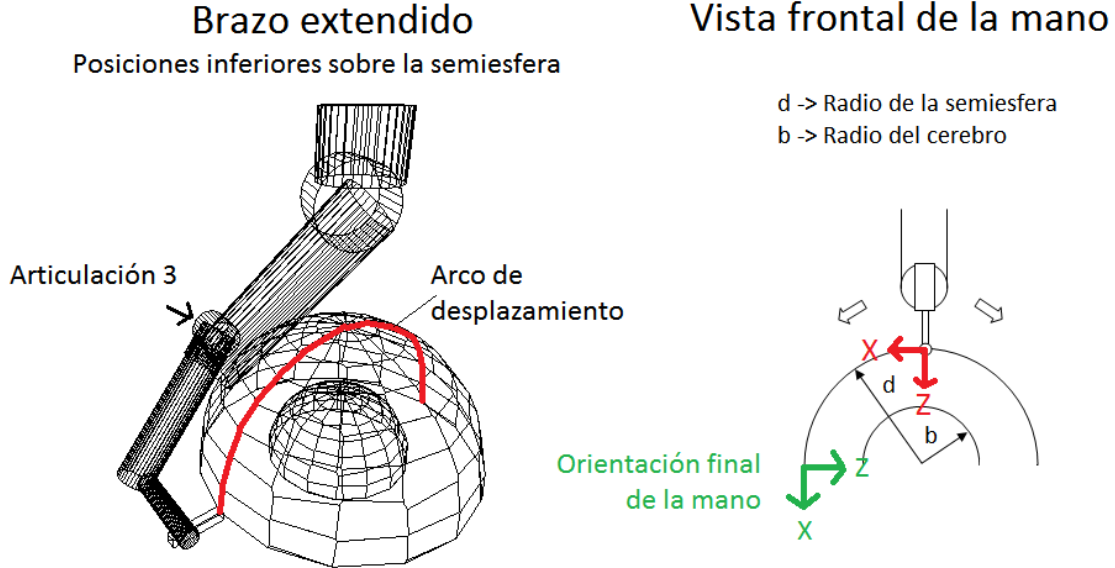


Figura 8: Configuración del brazo para alcanzar un punto inferior de la semiesfera de desplazamiento.

3.2.2. Aproximación a la superficie

El movimiento de aproximación tiene lugar una vez situada la mano de tal forma que la punta del sensor tumoral se encuentra en la semiesfera de desplazamiento apuntando a su centro. También se utiliza en combinación con otros movimientos como se describe en los siguientes apartados. Es un movimiento rectilíneo en el eje Z de la mano del robot ejecutado a través de pequeños incrementos usando el modo Alter Mode definido en la sección 2.3.3. La distancia a desplazarse en cada iteración puede ser positiva o negativa y se calcula a partir de la fuerza medida usando el controlador PID descrito en la sección 3.3.

Algoritmo 1 Descripción básica del algoritmo de aproximación a la superficie.

```

FUERZA = MEDIRFUERZA()
DESPLAZAMIENTO = PID(FUERZA)
SI FUERZA  $\in$  [FUERZADESADA - UMBRAL, FUERZADESEADA + UMBRAL] REPETIR
DESPLAZARENZ(DESPLAZAMIENTO)
REPETIR

```

3.2.3. Colocación perpendicular

La colocación perpendicular permite una vez en contacto con la superficie del cerebro obtener una posición perpendicular a la misma. Desde la superficie, el vector de fuerza medido por el sensor indica directamente el vector perpendicular a la misma. A partir de este vector por trigonometría se puede obtener el *frame* perpendicular al que hay que desplazar la mano. Se han elaborado dos algoritmos diferentes, que se encuentran matemática y algorítmicamente descritos en el apartado 3.3.3 del Anexo I. La precisión del sensor de fuerza afecta especialmente al método dinámico.

Método estático El método estático consiste en tomar varias mediciones de la fuerza una vez en contacto con la superficie, y calcular a partir de ellas la posición perpendicular. Ya conocida, la mano rota a la posición utilizando el modo de movimiento Alter Mode, combinándolo con el movimiento de aproximación a la superficie descrito en la sección anterior. De esta forma, la rotación de la mano mantiene el contacto aunque la superficie se desplace.

Método dinámico El modo dinámico utiliza también el modo Alter Mode. Mientras el movimiento de aproximación a la superficie sigue activo, se calcula el frame perpendicular en cada iteración y se rota ligeramente en ese sentido hasta que se alcanza una orientación estable.

3.2.4. Arrastre por la superficie

Este método es una combinación del posicionamiento esférico y de la aproximación a la superficie. En este caso, el posicionamiento esférico admite un radio variable, que es regulado por el algoritmo de aproximación. Todos los movimientos se realizan con el modo de movimiento Alter Mode, por lo que fue necesario modificar los algoritmos de desplazamiento esféricos. Todos los detalles en profundidad sobre se describen en el apartado 3.3.2 del Anexo I.

3.3. Métodos relativos al controlador PID

La aproximación a la superficie y la conservación del contacto de fuerza constante se realizan a través de un controlador PID implementado por software en forma de algoritmo iterativo. El controlador se retroalimenta de la fuerza medida, calculando la distancia a mover la mano a partir de la suma de tres componentes: proporcional, integral y derivativa. El esquema de funcionamiento se muestra en la figura 9.

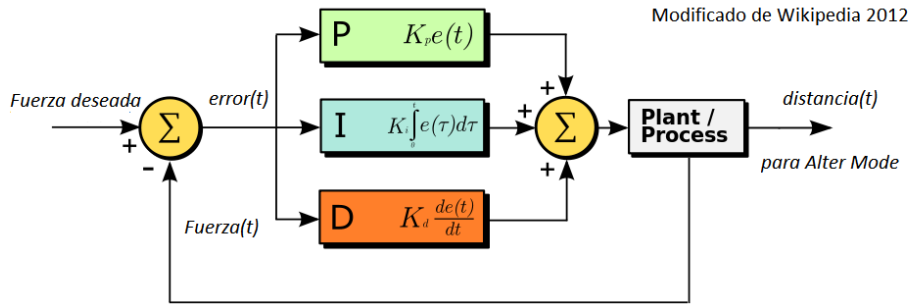


Figura 9: Funcionamiento del controlador PID.

Primero se obtiene el error restando a la fuerza deseada la fuerza medida en ese instante. La componente proporcional se genera multiplicando el error por una constante K_p . La componente integral se calcula multiplicando los errores almacenados de iteraciones anteriores por el periodo de tiempo de cada iteración, y finalmente por una constante K_i . La componente derivativa es la resta del error actual con el anterior, dividida por el periodo y multiplicada por la constante K_d .

Algoritmo 2 Algoritmo básico del controlador PID implementado.

```

ERROR(T) = FUERZADESEADA - FUERZAMEDIDA()
P = KP * ERROR(T)
I = 0
DESDE K = T-NÚMEROERRORES HASTA T: I = I + ERROR(K) * PERIODO
I = KI * I
D = KD * (ERROR(T) - ERROR(T-1)) / PERIODO
DISTANCIA(T) = P + D + I
REPETIR

```

Para el correcto funcionamiento del controlador se requiere el ajuste de los parámetros K_p, K_i y K_d . Dado que la componente integral es acumulativa, el algoritmo permite seleccionar el número de errores que son tenidos en cuenta para su cálculo. De esta forma se reduce el problema de crecimiento desmesurado de la componente, conocido en inglés como *integral windup* [22]. El ajuste se ha realizado a través de tres métodos diferentes.

3.3.1. Método de Ziegler-Nichols

El método de Ziegler-Nichols [23, 24, 25] sigue una heurística para obtener un ajuste aproximado de los parámetros. Para el ajuste se requiere el uso real del controlador en funcionamiento. Primero se fijan las constantes proporcional, derivativa e integral a cero, para luego aumentar progresivamente la proporcional hasta el último valor K_u en el que se producen oscilaciones regulares de periodo T_u . Entonces se calculan directamente $K_p = 0,6 \cdot K_u$, $K_i = 2 \cdot K_p/T_u$ y $K_d = K_p \cdot T_u/8$.

3.3.2. Batería de pruebas

Este procedimiento permite comprobar de forma iterativa cómo afecta la variación de los parámetros al comportamiento del sistema. Para una combinación de parámetros dada, el algoritmo ejecuta una aproximación durante 20 segundos antes de volver a la posición de inicio para probar la siguiente combinación. Los valores medidos y las posiciones correspondientes son almacenadas para obtener indicadores de los cuales se obtiene una valoración objetiva del comportamiento. A continuación se presenta una descripción algorítmica del proceso.

Algoritmo 3 Algoritmo básico del ajuste del PID mediante batería de pruebas.

```

PARA CADA COMBINACIÓN DE PARÁMETROS:
TRAZADATOS = APROXIMAR(20 SEGUNDOS)
MOVERA(POSICIÓNINICIO)
INDICADORES = PUNTUAR(TRAZADATOS)
IMPRIMIR(PARÁMETROS, INDICADORES);

```

Este método permite configurar un mayor número de parámetros, lo que aumenta la complejidad algorítmica hasta $O(n^8)$. Debido a ello, es necesario restringir las pruebas a los valores cercanos a los utilizados para el método de Ziegler-Nichols. Los parámetros permitidos son: fuerza deseada, constantes proporcional, integral y derivativa; número de errores considerados en la componente integral, umbral de fuerza permitido sobre la fuerza deseada, número de medidas que se toman para calcular la media, y compensar o no la gravedad.

Los indicadores obtenidos para cada combinación son variados y representativos de la estabilidad, la suavidad de contacto y la velocidad de respuesta. La forma de obtener una valoración final de la posición así como los indicadores y el algoritmo en profundidad se incluye en el apartado 3.3.4 del Anexo I.

3.3.3. Ajuste manual

Una vez que se han obtenido las mejores combinaciones de parámetros por los métodos anteriores, el ajuste final se realiza determinando el comportamiento de los parámetros de forma visual tanto con y sin movimiento del modelo de cerebro.

3.4. Métodos relativos a la compensación de la gravedad

El problema de la compensación de la gravedad aparece descrito en el apartado 2.1.2 como la diferencia de las componentes del vector peso de la mano y el offset almacenado tras cambiar la orientación de la mano. Para solucionarlo, se proponen diferentes métodos ordenados por complejidad matemática.

3.4.1. Método del reinicio del sensor

Este método es el más básico de todos, y sólo permite una funcionalidad limitada al impedir compensar los cambios mientras se está en contacto con la superficie. El procedimiento es sencillo, tras variar la orientación de la mano, sin estar en contacto, el sensor de fuerza se reinicia. Las mediciones obtenidas a partir del reinicio serán correctas siempre que no se modifique la orientación.

3.4.2. Modelo sinusoidal o Computation Method

Este método ha sido modificado a partir de un esquema básico de un trabajo anterior del departamento. En una fase de calibración inicial se miden los valores de fuerza para seis posiciones diferentes tal y como se indica en la figura 10. Para cada eje, a partir de dos posiciones inversas se puede obtener el offset almacenado durante el reinicio del sensor y el peso en cada eje. Estas posiciones inversas además hacen máximo y mínimo el peso de la mano en dicho eje, de forma que para cualquier orientación se puede obtener el valor esperado que medirá el sensor a través de cálculo trigonométrico. El cálculo matemático se describe en profundidad en el apartado 3.4.2 del Anexo I.

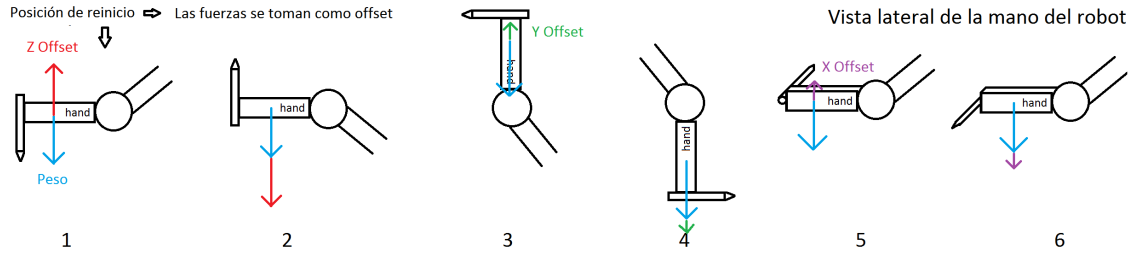


Figura 10: Calibración requerida para el modelo sinusoidal de compensación de la gravedad.

3.4.3. Ajuste polinómico multidimensional o Surface Fitting Method

Este método permite ajustar la función que obtiene el valor esperado de la fuerza y la torsión para una orientación dada en forma de ángulos de Euler intrínsecos. La función de la forma $f(Z_1, Y, Z_2) = (forceX, forceY, forceZ, torqueX, torqueY, torqueZ)$ se puede descomponer a través de este método en composición de funciones $f(x) = a_0 + a_1x + \dots + a_kx^k$. Los coeficientes de este tipo de funciones se obtienen a través de regresión polinomial [26].

Este método requiere una fase de calibración previa donde se almacenan las fuerzas y torsiones para todos los ángulos de Euler posibles cada una distancia angular dada. Esta fase puede durar varias horas dependiendo del tamaño de paso elegido ya que su complejidad algorítmica es de $O(n^3)$ y cada orientación requiere unos dos segundos para tomar la medida final a partir de la media de unas diez mediciones. Sin embargo, todos estos valores configurables.

Para descomponer la función a ajustar, primero se divide en seis diferentes del tipo $f(Z_1, Y, Z_2) = valor$; una para cada eje de fuerza y torsión. El problema se puede resolver de forma piramidal dimensión a dimensión utilizando el algoritmo de divide y vencerás. El proceso de obtención de los valores finales se incluye detallado y descrito con varios diagramas en el apartado 3.4.5 del Anexo I. Para agilizar el tiempo de cálculo, se almacena el ajuste de la dimensión Z_2 al cargar los datos de calibración; de forma que se realiza una sola vez. El método desarrollado permite compensar cambios en el centro de masas de la mano en tiempo real, como por ejemplo portar un recipiente con líquido dentro.

3.4.4. Otros métodos

Estos métodos requieren la misma calibración que en el método de ajuste polinómico de la sección anterior.

Valor más cercano o Nearest Method Se toma como valor de fuerza y torsión para unas coordenadas Euler dadas, los valores correspondientes a las coordenadas más cercanas usando la distancia euclídea. El algoritmo se describe en el apartado 3.4.3 del Anexo I.

Valor medio o Weighted Average Method Se calcula la media de los valores obtenidos para las 2, 4 u 8 coordenadas más cercanas almacenadas durante la calibración. El apartado 3.4.4 del Anexo I incluye el algoritmo.

3.5. Métodos relativos a la calibración de las articulaciones

Los métodos que aquí se proponen se han desarrollado con el objetivo de lograr una alineación extremadamente exacta de las articulaciones del robot. Todos ellos siguen un patrón muy similar de aproximación logarítmica al ángulo correcto de alineación, aunque limitado por la precisión del sensor de fuerza. En ellos, se calcula el error entre dos orientaciones inversas de la mano del robot para tres ángulos diferentes. Considerando una función continua que presenta un único mínimo en el valor de ángulo correcto, éste se situará entre los ángulos cuya diferencia entre sus errores tenga un menor valor absoluto.

Los algoritmos, diagramas, gráficas y aspectos matemáticos se encuentran descritos en profundidad en el apartado 3.6 del Anexo I.

3.6. Implementación software

En esta sección se introduce la arquitectura de software construida y la visualización de los resultados del análisis a través de la interfaz de usuario. La sección 4 del Anexo I contiene una descripción en detalle del software implementado.

3.6.1. Arquitectura del sistema

La arquitectura del sistema se muestra en la figura 11. Está dividida en cuatro capas. Partiendo desde un nivel inferior se encuentra la capa de hardware, que incluye el robot y el sensor. La capa de interfaz contiene las implementaciones *thread-safe* que se han desarrollado para este proyecto. La capa lógica controla todas las funcionalidades y métodos de pruebas. Por último se sitúa la interfaz de usuario que se describe en el apartado 3.6.2. La arquitectura sigue el patrón Modelo-Vista-Controlador.

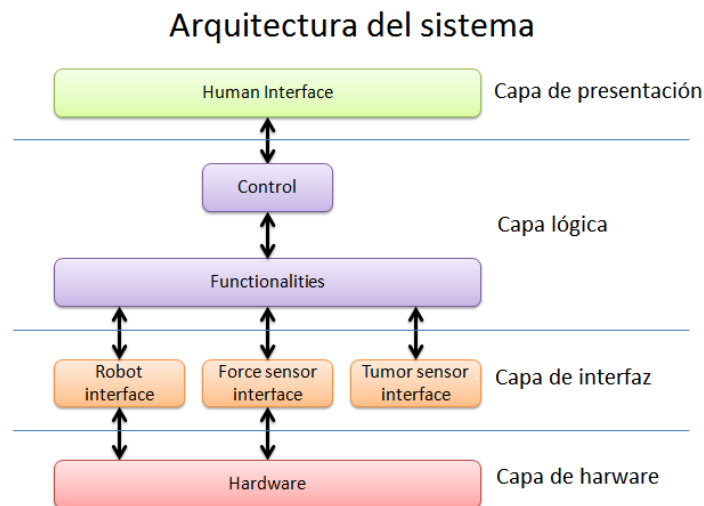


Figura 11: Arquitectura del sistema.

3.6.2. Interfaz gráfica de usuario

La interfaz gráfica de usuario se construyó desde cero usando la biblioteca MFC [13]. Se siguió la filosofía de interfaz de documento único (SDI) de forma que una única ventana contiene todas las funcionalidades de la aplicación. En la parte izquierda se incluyen todas las opciones de control y configuración, y en la derecha una vista 2D y 3D isométrica. Las vistas permiten mostrar en tiempo real los resultados del análisis de la superficie cerebral. También es posible visualizar un modelo previamente almacenado en formato Wavefront OBJ [28] sobre el que se dibujarán los resultados. Una vez completado el proceso de análisis, es posible exportar el mapa resultante a un fichero gráfico en formato PLY[29] a partir de la malla construida por triangulación de Delaunay [19, 20].

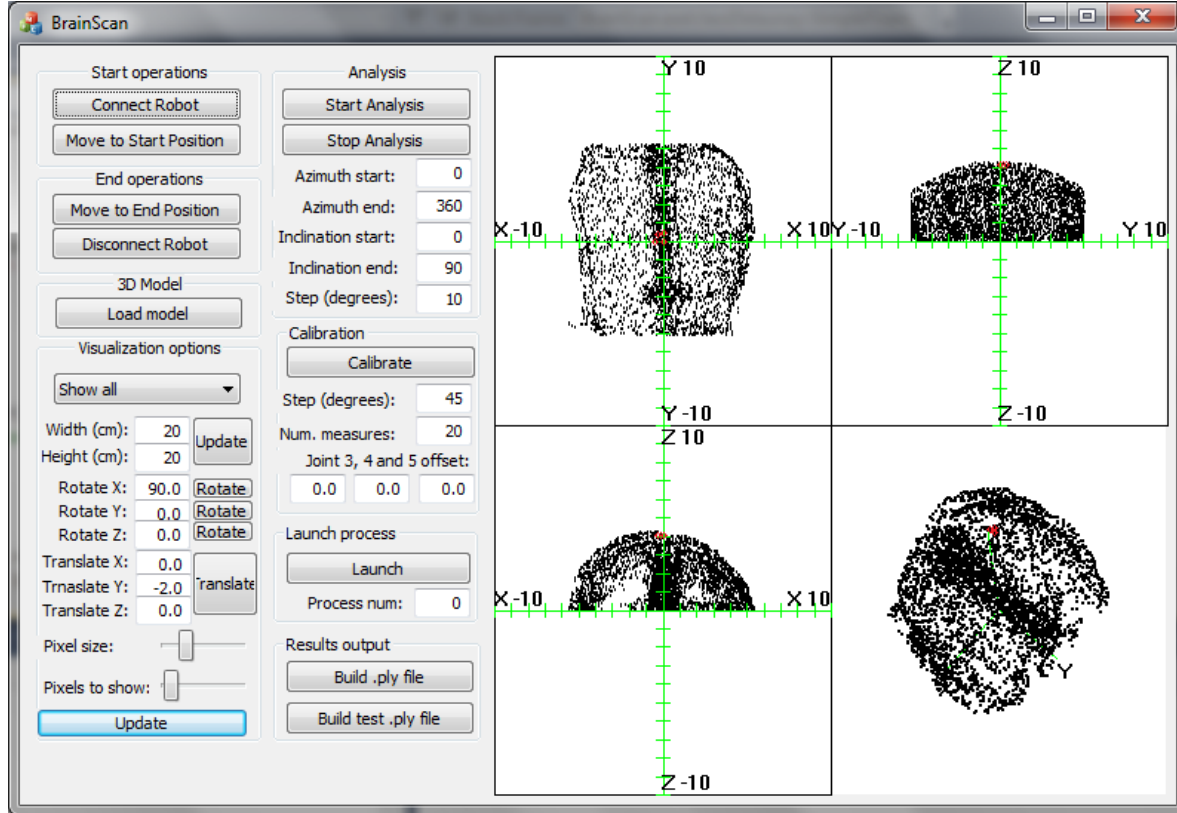


Figura 12: La interfaz gráfica de usuario.

4. Resultados

En esta sección se describen los resultados obtenidos a través de los métodos de la sección 3 y se analizan sus implicaciones. Algunos métodos como por ejemplo el posicionamiento esférico del apartado 3.2.1 no proporcionan un resultado concreto, sino sólo se concluye su correcto funcionamiento. Por ello aquí se incluyen los resultados cuantificables y sus implicaciones, y el resto se analiza en la sección 5.

4.1. Resultados relativos al sensor de fuerza

Contiene los métodos que determinan las características y rendimiento del sensor.

4.1.1. Transformación del sistema de coordenadas

Los resultados obtenidos a través del método del apartado 3.1.1 para los diferentes ángulos de rotación iniciales se muestran en la figura 13. En la aproximación en detalle se observa cómo la fuerza en el eje X se hace cero para un ángulo de $45,4 \pm 0,1$ grados. La precisión del sensor no permite un ajuste mejor. Los resultados de la figura 14 indican que el centro de coordenadas del sistema original del sensor y el sensor tumoral se encuentran a una distancia de 125 mm.

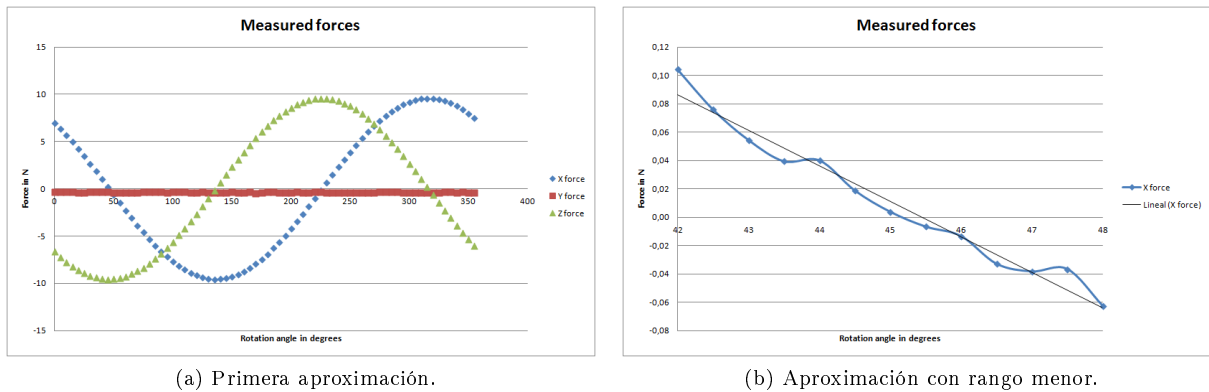


Figura 13: Resultados medidos tras rotar el sistema de coordenadas en pequeños incrementos.

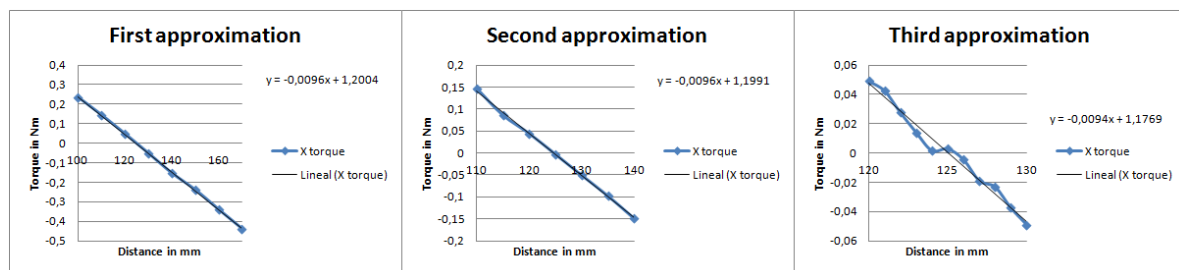


Figura 14: Resultados para diferentes valores de translación en el eje Z inicial del sensor de fuerza.

4.1.2. Precisión

La precisión del sensor se analiza para cada filtro. Los filtros están numerados del 0 al 6. Incrementar el filtro, reduce la desviación estándar tal y como se aprecia en la figura 15. Para esta primera prueba la mano se ha mantenido quieta. La gráfica muestra que la precisión con el filtro 0 es aproximadamente la misma que la resolución del sensor que indica el fabricante [10]. Para ver la evolución temporal de las fuerzas medidas se incluye la figura 17, que muestra 100 mediciones durante un movimiento vertical continuo de 1 cm de recorrido a una velocidad de 1 cm/s. Los picos inferiores y superiores aparecen señalados respectivamente para el filtro 3 con flechas rojas y verdes. Como durante el movimiento no hay contacto, los picos son debidos a la inercia de la mano; y las oscilaciones, a la precisión, que como se detalla en la figura 16 disminuye al no estar inmóvil la mano. Estos resultados concluyen que la precisión aumenta con un filtro más alto. Sin embargo, al desconocer de momento el tiempo de respuesta para cada filtro, no se puede determinar sólo con estas pruebas cómo es el comportamiento real de los diferentes filtros durante la aproximación al cerebro.

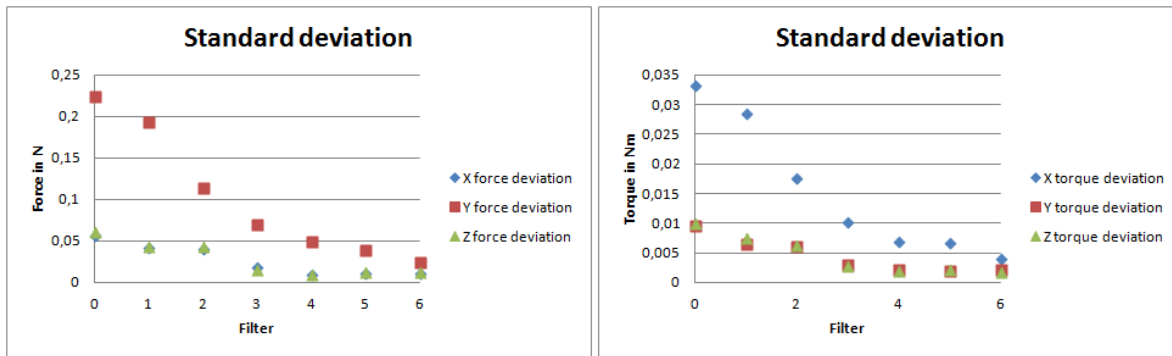


Figura 15: Los resultados de la desviación típica para 1000 mediciones sin movimiento y sin contacto.

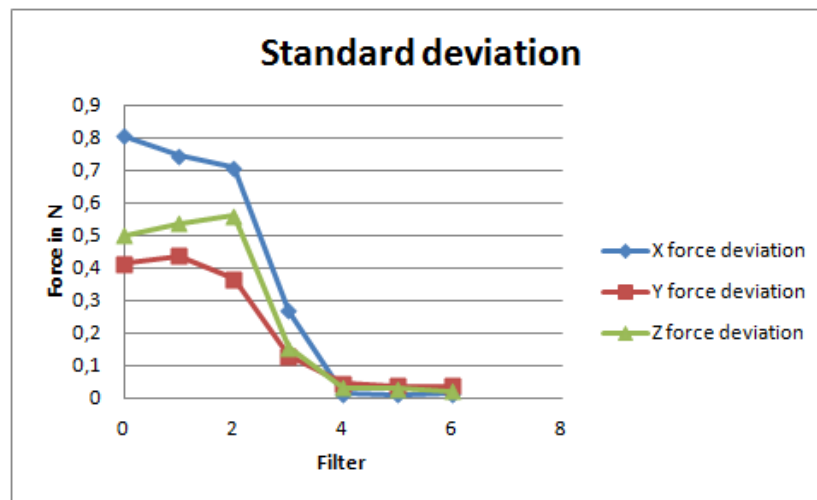


Figura 16: Desviación estándar para cada eje medida en movimiento sin contacto.

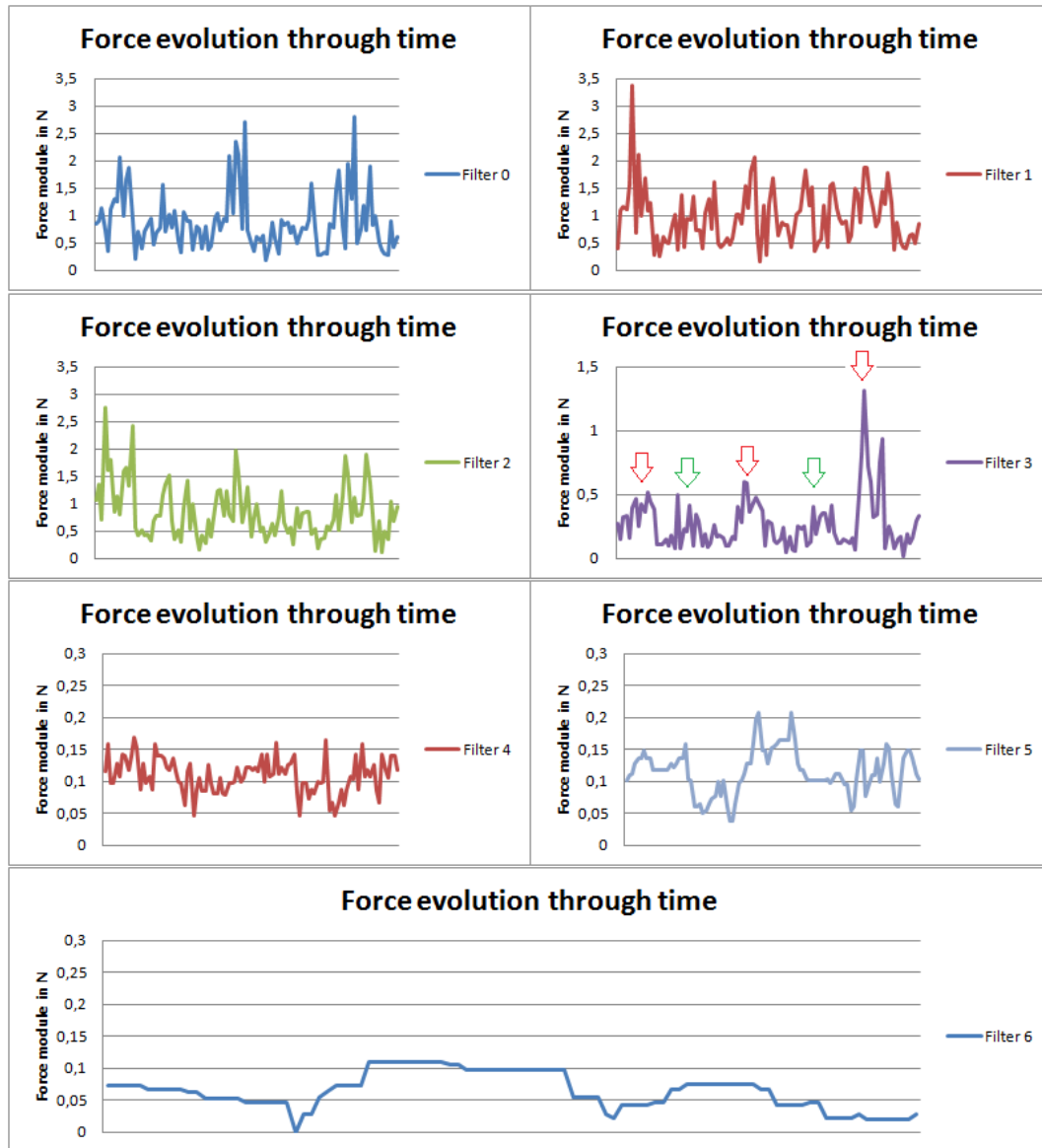


Figura 17: Gráfica de la evolución del módulo de la fuerza medido para cada filtro.

4.1.3. Respuesta

La respuesta del sensor es una prueba para visualizar de forma gráfica la evolución de las fuerzas medidas en un movimiento oscilatorio de 1 cm a 1 cm/s en el que se contacta la superficie del modelo cerebral. La figura 18 muestra las 100 últimas mediciones durante la prueba. Primero se mide el valor máximo del módulo de fuerza esperado, que es en este caso de 1,4 Newtons. El ruido de los filtros 0 a 2 hace imposible su uso en el proyecto. Los filtros 3,4 y 5 tienen en este caso una respuesta aceptable. El filtro 6 es demasiado lento ya que las mediciones se obtienen con varios segundos de retraso. Posteriormente, se probaron los filtros 3,4 y 5 en funcionamiento real, y se determinó que el filtro 5 tiene un comportamiento real mucho peor a lo esperado. El filtro 4 fue el que presentó mejores resultados.

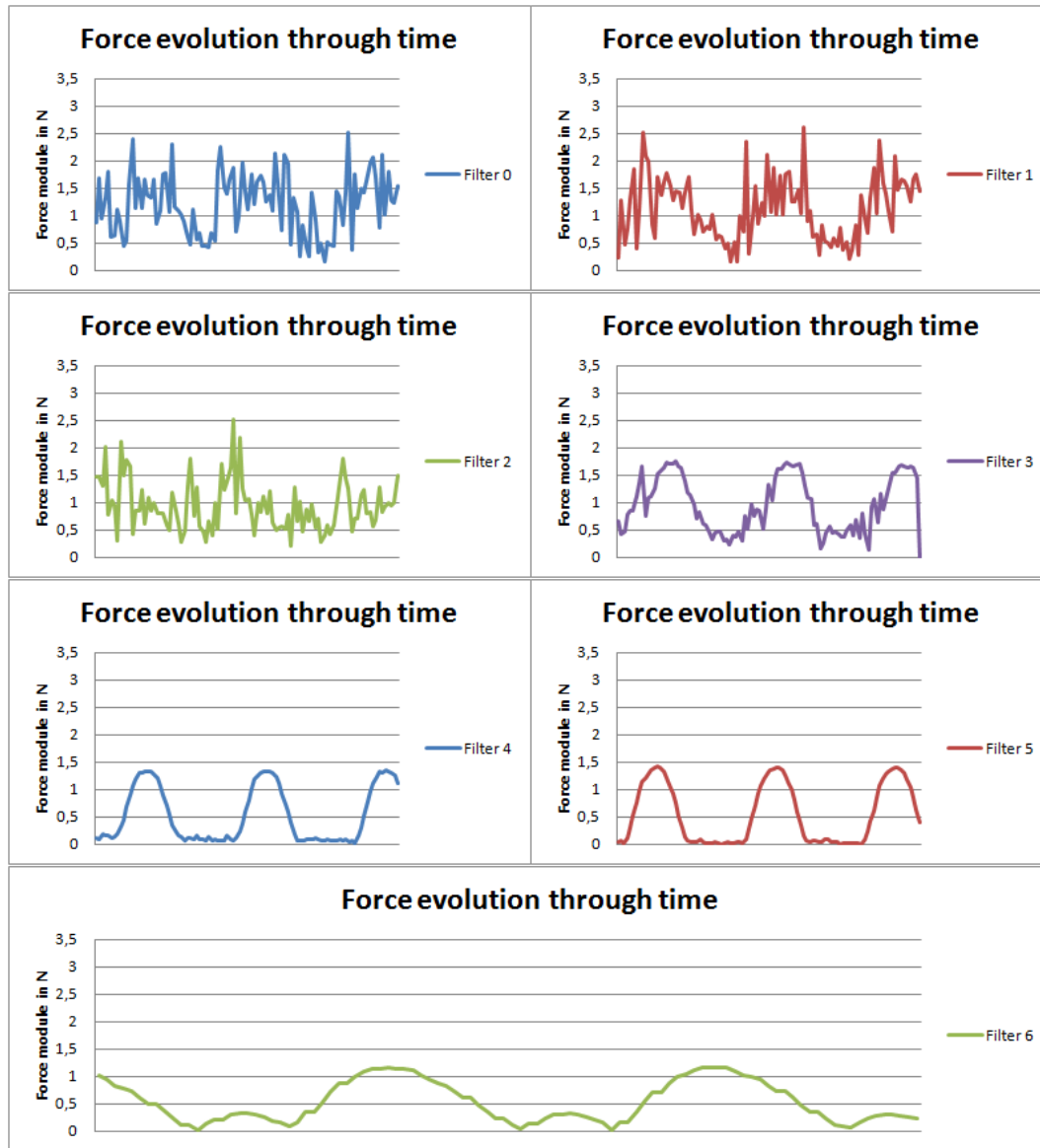


Figura 18: Evolución del módulo de la fuerza para un movimiento oscilatorio en contacto con la superficie.

4.1.4. Exactitud

La exactitud medida por el sensor es de aproximadamente 0,01 Newtons, por lo que no influye para este proyecto. En el apartado 5.2.4 del Anexo I se incluyen gráficas y las implicaciones del reinicio del sensor para la misma. Se puede concluir que el reinicio del sensor no siempre es exitoso y puede causar mediciones erróneas hasta que se vuelve a realizar un nuevo reinicio.

4.2. Resultados relativos a la compensación de la gravedad

En este apartado se comparan los resultados obtenidos para los diferentes métodos de compensación de la gravedad. En la figura 19 se muestran los mejores resultados logrados tras analizar las diferentes configuraciones de parámetros de cada método. Las gráficas detalladas de los resultados para cada método así como un análisis en profundidad se incluyen en el apartado 5.3 del Anexo I.

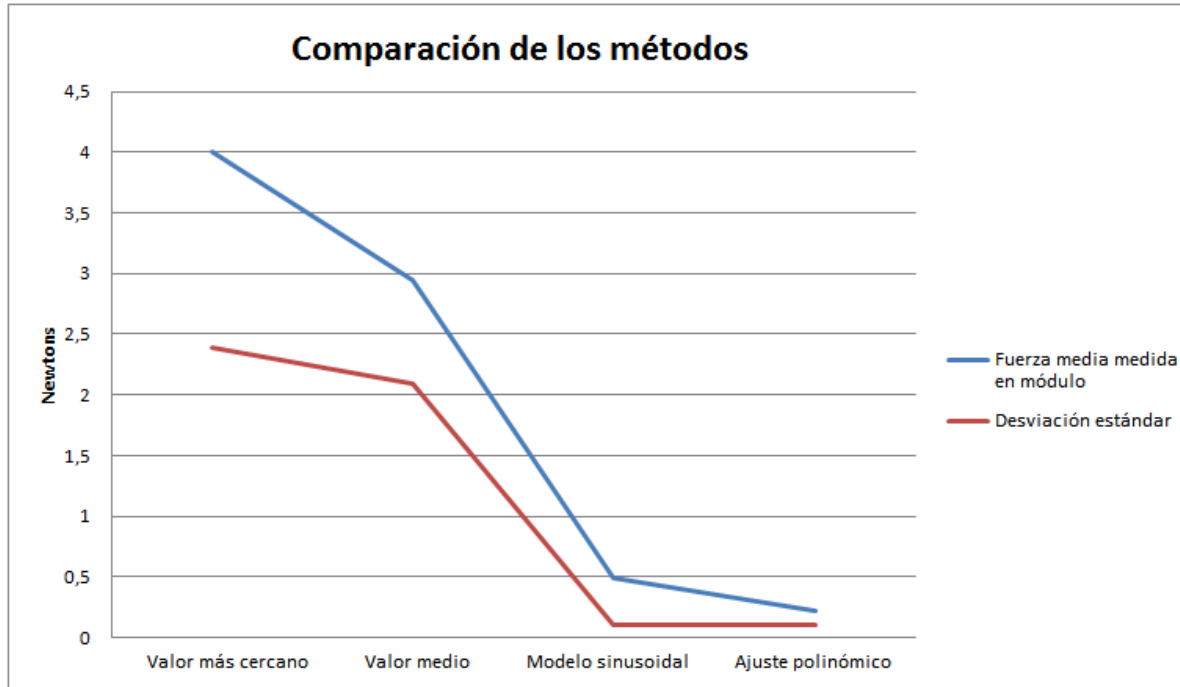


Figura 19: Comparación de los mejores resultados obtenidos para cada método implementado.

En la gráfica se muestra cómo el método del valor medio no produce mejoras significativas con respecto al método del valor más cercano, a pesar de que se probó a calcular la media de 2, 4 y 8 orientaciones distintas. Teniendo en cuenta que el peso de la mano es de aproximadamente 1,5 kg, el error que alcanzan estos métodos está entre un 15 y un 25%; insuficiente para este proyecto. Los métodos del modelo sinusoidal y del ajuste polinómico presentan resultados mucho mejores. El ajuste polinómico fue el método finalmente elegido para compensar la gravedad, al ser capaz de reducir también otras fuentes de error como la alineación de las articulaciones. Este método presenta una baja desviación típica y fuerza media medida sin contacto para distintas posiciones. La precisión del sensor de fuerza dificulta obtener mejores resultados.

La potencia de cálculo requerida para el método de ajuste polinómico es considerablemente mayor que para el modelo sinusoidal. Sin embargo, incluso tomando las medidas en la fase de calibración cada 45° y utilizando órdenes altos en las funciones polinómicas a ajustar, los cálculos siempre se completan en un tiempo menor de 7 milisegundos gracias a que muchos valores se precaculan una sola vez. Se comprobó que calibrar cada 30° no reporta beneficios significativos debido a que la precisión del sensor no permite eliminar totalmente los errores en la alineación de las articulaciones.

4.3. Resultados relativos a la alineación de las articulaciones

Cada método de alineación para cada articulación produce un valor resultado por aproximación logarítmica. No obstante, como esos resultados pueden cambiar, es más interesante indicar la tendencia que los ángulos finalmente calculados. La figura 20 muestra de forma más representativa cómo varía el módulo de la fuerza medido al modificar ligeramente los ángulos de alineación para las articulaciones 3 y 4. En el apartado 5.4 del Anexo I se incluyen gráficos para cada componente de la fuerza.

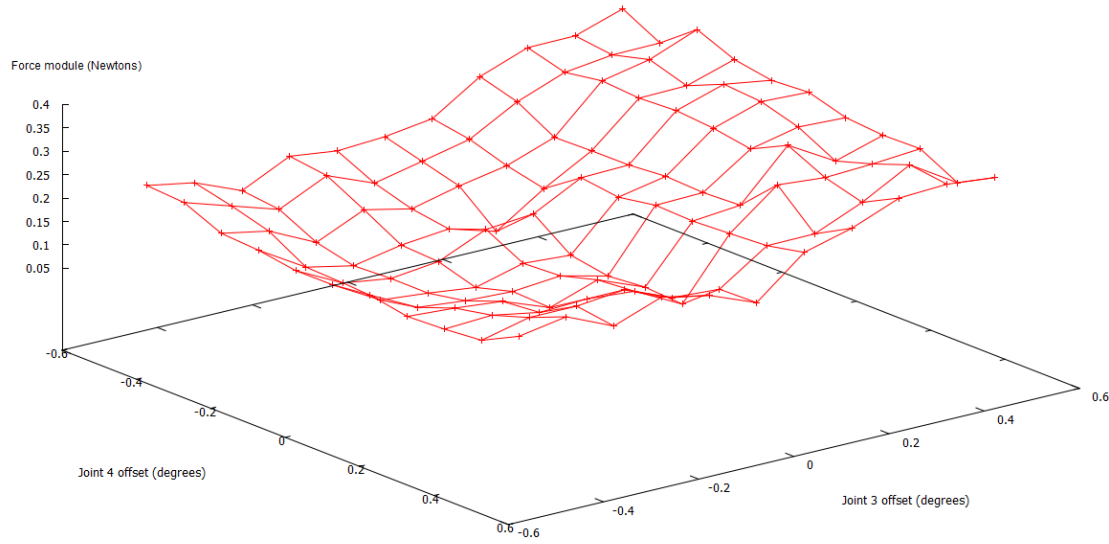


Figura 20: Fuerza con respecto a cambios en el ángulo de alineación de las articulaciones 3 y 4.

4.4. Resultados para el PID

Primero se obtuvieron los valores aproximados para las constantes a través del método de Ziegler-Nichols con una fuerza objetivo de 0,3 Newtons. El comportamiento observado se describe en el cuadro 1a. Los resultados calculados que se muestran en el cuadro 1b tuvieron inicialmente un mal funcionamiento durante la aproximación al cerebro. A pesar de limitar el cálculo de la integral a los 10 últimos errores, se seguía presentando el problema de *integral-windup*. Tras fijar la constante integral a 0, el comportamiento del sistema mejoró, siendo capaz de responder con celeridad a los movimientos de la superficie.

Kp	Comportamiento	Periodo (s)
0,4	Oscilaciones constantes	1,6
0,5	Oscilaciones constantes de 1 cm	2,0
0,6	Oscilaciones ligeramente irregulares	2,5
0,7	Oscilaciones totalmente irregulares	2,8

(a) Comportamiento observado.

Constante	Valor
Kp	0,3
Ki	0,3
Kd	0,075

(b) Resultados obtenidos.

Cuadro 1: Aplicación del método de Ziegler-Nichols.

Una vez calculados los valores de partida, se realizó una batería de pruebas para cada punta del sensor, cuyos resultados se incluyen en los apartados 7.1, 7.2 y 7.3 del Anexo I. En ellas se analizaron las configuraciones de parámetros próximas a los valores obtenidos por el método de Ziegler-Nichols. Aquellas que presentaban un valor de *ranking* más bajo se probaron manualmente para determinar visualmente su comportamiento. Se comprobó que aumentar la estabilidad durante el contacto reducía siempre la velocidad de respuesta a los movimientos de la superficie, por lo que se tuvo que alcanzar un compromiso. Dependiendo de si se prefiere un contacto suave o una respuesta más rápida, se puede modificar la constante derivativa ligeramente. Se concluyó que el término integral no aporta ningún beneficio, por lo que finalmente se eliminó.

Tal y como se muestra en las tablas, las diferentes puntas tienen un comportamiento muy similar, salvo por la profundidad máxima alcanzada dentro del cerebro, mayor en la punta más fina. Aumentar el número de medidas para calcular la media en cada iteración del PID aumenta la estabilidad pero reduce la velocidad respuesta.

Constantes	Mejor contacto	Buen contacto con mejor respuesta
Kp	0,3	0,3
Ki	0,0	0,0
Kd	0.,025	0,75

Cuadro 2: Parámetros del PID finales.

5. Conclusiones

En esta sección se incluyen las conclusiones finales, una valoración sobre las dificultades encontradas, la distribución del tiempo para las distintas fases del proyecto, una valoración personal, y posteriormente se introducen nuevas ideas para la investigación futura.

5.1. Valoración final

La principal conclusión que se extrae del proyecto es que es técnicamente viable construir un sistema de análisis por contacto de tejidos biológicos blandos en movimiento, controlado únicamente a través de un sensor de fuerza, y realizado de forma segura. El comportamiento del proceso es bueno, incluso teniendo en cuenta que se ha utilizado equipamiento industrial genérico. Con un equipo de personas, herramientas hechas a medida, y sensores adicionales se podría obtener un resultado excelente y pensar en su comercialización en un futuro a medio plazo.

El mapa tridimensional obtenido puede llegar a ser tan detallado como se quiera, ya que no hay limitación en el número de puntos a escanear. El tiempo requerido para escanear una zona amplia con mucha definición, puede llegar a ser de varias horas, ya que analizar cada punto toma algunos segundos en total. La figura 21 muestra un ejemplo de mapa tumoral, mostrando en rojo los puntos con tumor y en azul los sanos.

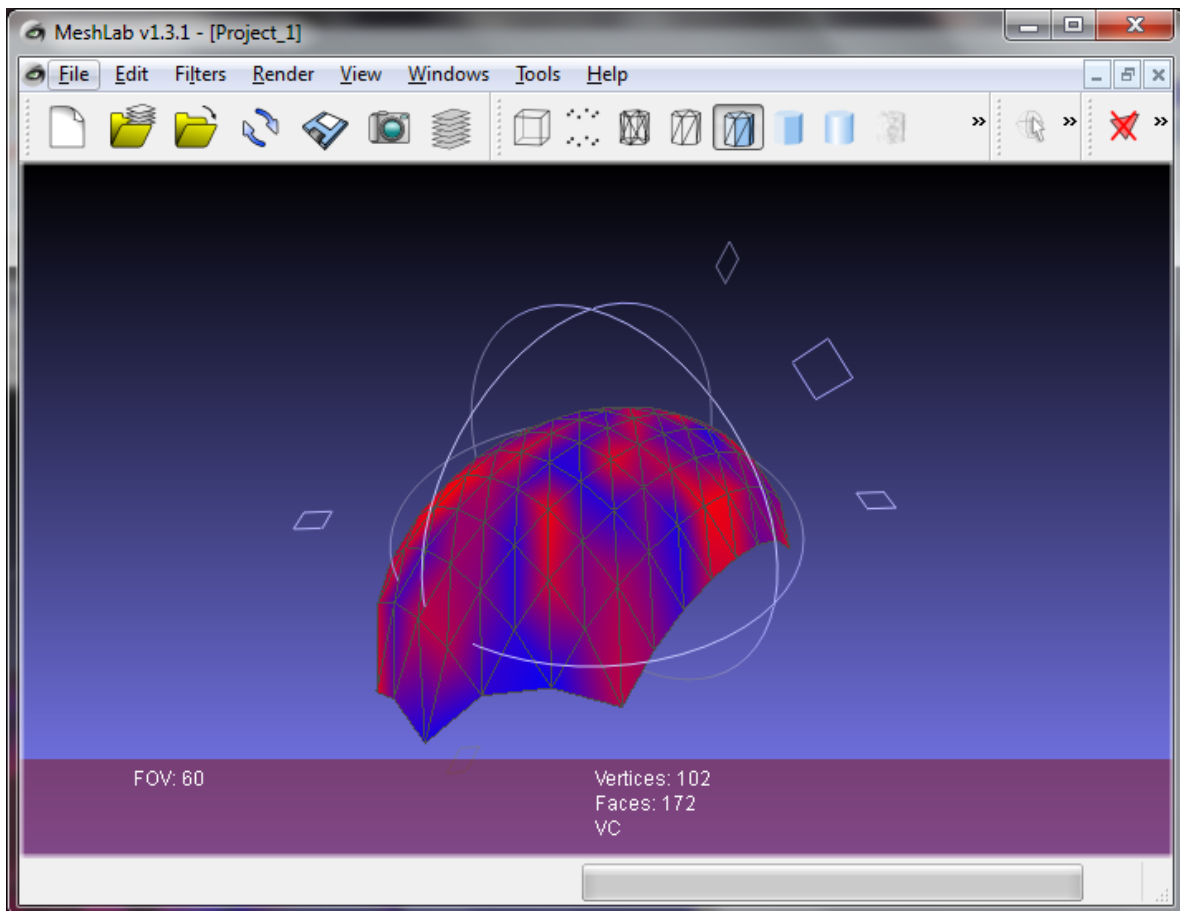


Figura 21: Ejemplo de un mapa tridimensional producido visto con MeshLab [15].

El concepto de la semiesfera de desplazamiento ha resultado ser clave para alcanzar el cerebro de forma segura. Se ha concluido que situar al paciente debajo de la base del robot elimina las singularidades en las articulaciones y permite el contacto con todos los puntos de la superficie. Esta configuración geométrica es la que mejores resultados ha proporcionado entre todas las posibilidades analizadas al comienzo del proyecto.

A través de los métodos elaborados se concluye que no es necesario conocer la geometría del cerebro para su correcto análisis tumoral. Sin embargo, para evitar daños en un paciente debidos a un fallo del sensor de fuerza, se hace necesario añadir más sensores para un uso real.

La velocidad de respuesta del sensor limita directamente el acompasamiento del movimiento de la superficie cerebral. La precisión del sensor, obliga a establecer un umbral de fuerza permitido para evitar oscilaciones del sensor tumoral durante el contacto. Para que éste sea óptimo y de aproximadamente 0,1 Newtons, se requiere un sensor de fuerza capaz de proporcionar una lectura real en menos de dieciséis milisegundos, y una precisión de al menos 0,01 Newtons. Sin embargo, para calcular una perpendicular perfecta a la superficie podría necesitarse un sensor aún más preciso.

Dos fuentes de error empeoran aún más la precisión del sensor de fuerza: la compensación de la gravedad y la alineación de las articulaciones del robot. Además, el error introducido por la primera depende en su mayor parte de la alineación, que debe ser extremadamente exacta, ya que un error de 0,5 grados en una articulación puede suponer un error de más de 0,2 Newtons en las medidas. La precisión del sensor de fuerza representa un cuello de botella para los algoritmos de alineación desarrollados. El peso de la mano también es un factor clave. Una mano más ligera introduciría errores menores y su inercia tendría menor impacto en las mediciones.

Por último, es importante concluir que la metodología de desarrollo en espiral ha resultado adecuada a la naturaleza del proyecto, ya que ha permitido progresar en paralelo en todos los aspectos del mismo y a la vez profundizar poco a poco en ellos, en un proceso de mejora continua.

5.2. Dificultades

La principal dificultad para la realización del proyecto es inherente a la naturaleza del mismo. Al ser un proyecto que parte prácticamente desde cero, se abre un abanico de posibilidades que requiere un tiempo considerable para decidir y analizar los caminos a explorar. Sin embargo, es preciso señalar algunas dificultades concretas que han sido necesario solventar y que se describen en orden cronológico en esta sección.

La primera dificultad está asociada a los sistemas de coordenadas. El robot dispone de dos sistemas de coordenadas diferentes. Además el sistema de referencia de la mano se transformó a la punta del sensor para facilitar la legibilidad de los métodos desarrollados. En el caso del sensor de fuerza, se presentó el problema añadido de no conocer con certeza la posición ni la orientación del sistema de referencia original, siendo necesario elaborar métodos para determinarlas.

La segunda dificultad está relacionada con la posición del cerebro. Se probaron diferentes posiciones hasta que se concluyó que el concepto de la semiesfera de desplazamiento proporcionaba los mejores resultados y evitaba singularidades. Para ello fue necesario analizar el comportamiento de la trayectoria y de las articulaciones del robot, así como limitar la orientación de la mano para cada punto de la semiesfera.

Posteriormente, los métodos de desplazamiento por la semiesfera empezaron a ganar complejidad, y se decidió añadir las coordenadas esféricas para darles una mayor claridad y sencillez.

Al analizar el comportamiento del sensor, se concluyó que la precisión lograda estaba en el límite práctico para su uso en este tipo de aplicaciones.

El siguiente problema surgió al tener que compensar la gravedad. Se desarrollaron diferentes métodos, uno de ellos modificando un trabajo anterior del departamento que fue necesario estudiar primero en profundidad. A pesar de que se tenía la certeza de la correcta implementación de los diferentes métodos, se presentaban irregularidades en los resultados. Se comprobó que el cable del sensor de fuerza en algunas orientaciones de la mano rozaba con la misma lo suficiente como para introducir un error detectable. Sin embargo, una vez subsanado este problema, continuaron apareciendo valores extraños hasta que se hipotetizó que eran causados por la alineación de las articulaciones.

La última dificultad crítica fue solucionar el problema de la alineación de las articulaciones; primero

diseñando métodos para detectar y cuantificar los errores y luego tenerlos en cuenta en los métodos ya implementados.

Otras dificultades adicionales relacionadas con la interfaz de usuario fueron mostrar una vista 2D y 3D en la ventana del programa, permitiendo translaciones y rotaciones de todas las vistas, así como implementar una triangulación de Delaunay [20] para poder exportar el mapa obtenido como fichero en formato *PLY* [29]. Implementar las interfaces del robot, del sensor de fuerza y del control de los procesos de forma *thread-safe* añadió mayor complejidad al software, pero a la vez permitió detalles como por ejemplo mostrar el resultado del escaneo cerebral al cirujano en tiempo real.

5.3. Distribución del tiempo

La figura 22 muestra cómo se ha distribuido el tiempo en las distintas fases del proyecto. La fase de documentación sobre el robot fue más rápida ya que había sido utilizado en asignaturas cursadas previamente. Sin embargo, la lectura de documentación técnica sobre el sensor tumoral y el sensor de fuerza fue más compleja al presentarse únicamente en idioma alemán.

Es complicado separar la fase de análisis de la de implementación por ser un proceso en espiral, y por tanto, surgir nuevas ideas constantemente durante la implementación de las provenientes de la iteración anterior. Las pruebas tuvieron un peso igual al de la implementación durante el desarrollo del proyecto. Por último, redactar la memoria en inglés y en español incrementó ligeramente el tiempo previsto inicialmente para esta tarea.

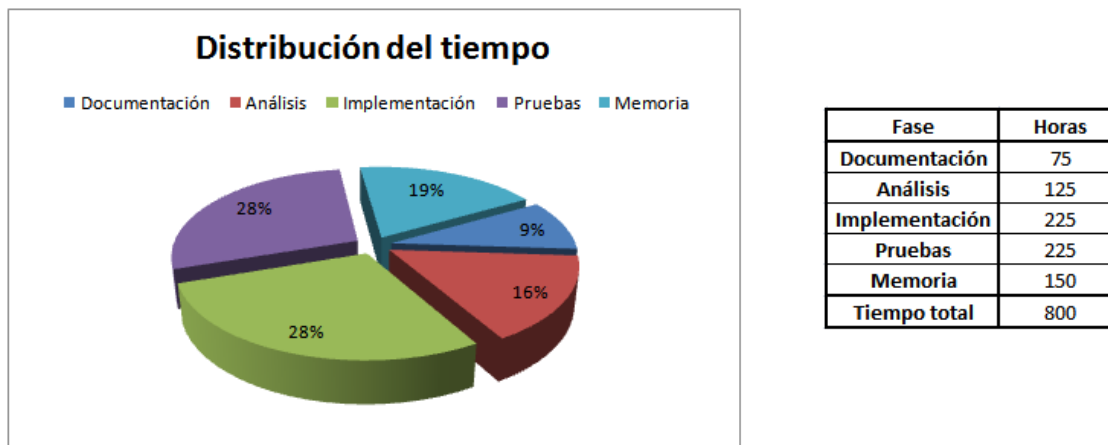


Figura 22: Distribución del tiempo del proyecto.

5.4. Valoración personal

Tras haber superado con éxito varias asignaturas de robótica e informática aplicada a la medicina en la Universidad de Braunschweig durante mi estancia Erasmus, tuve la oportunidad de elegir un proyecto relacionado con la robótica quirúrgica. A pesar de la aparente complejidad del proyecto, la elección fue sencilla debido a mi interés personal en la materia.

Al no existir un camino de desarrollo fijado, la incertidumbre inicial provocó que al principio el proyecto progresara de forma lenta. Tuve que invertir mucho tiempo en pensar los siguientes pasos para evitar que el trabajo desarrollado fuera redundante o que no aportara nada.

Una vez que el proyecto tomó forma y empezó a mostrar un buen comportamiento, me centré en mejorar los resultados y añadir nuevas funcionalidades. Las limitaciones impuestas por la precisión del sensor, la compensación de la gravedad y otras fuentes de error como la alineación de las articulaciones, hicieron imposible optimizar más el proyecto en el tiempo establecido. Se alcanzó un punto, en el cual invertir cada vez más tiempo sólo reportaba pequeñas mejoras.

El proyecto en general resultó complejo y laborioso, suponiendo un reto personal. En bastantes ocasiones para cumplir los objetivos fijados fue necesario investigar e implementar métodos, que aunque

a priori podrían parecer simples, llevaron una considerable carga de trabajo asociada. El código finalmente implementado asciende a unas diez mil líneas, ya que contiene todos los procesos y los métodos de prueba. Fue necesario combinar aspectos de medicina, geometría, física, programación concurrente, robótica, ingeniería del software, estadística e informática gráfica. En resumen, mi opinión es que el proyecto ha sido interesante, motivador y desafiante.

5.5. Investigación futura

En este apartado se proponen mejoras para continuar con el desarrollo iniciado con este proyecto. Los temas propuestos pueden dividirse en tres líneas de investigación complementarias.

La primera línea de investigación incluye mejoras a nivel de hardware. Sustituir el sensor de fuerza actual por otro con mayor precisión y menor tiempo de respuesta permitiría aumentar la suavidad del contacto con la superficie del cerebro, una mejor reacción a los movimientos de la superficie, y encontrar una posición perpendicular más precisa. Una mano del robot más ligera reduciría los errores debidos a la alineación de las articulaciones del robot y la compensación de la gravedad. Utilizar un robot con más de seis articulaciones lograría más espacio para el cirujano al permitir configuraciones del brazo más complejas. Por último se propone añadir más sensores para determinar la distancia y geometría del cerebro: sensor de distancia ultrasónico, láser o sistemas de visión como por ejemplo Microsoft Kinect [30]. De esta forma se mejoraría la seguridad durante el análisis al disponer de varias fuentes de información en caso de fallo del sensor de fuerza.

La segunda línea de investigación se centra en mejoras algorítmicas. Sería interesante hacer un modelo de predicción de los movimientos de la superficie cerebral correspondientes a las pulsaciones cardíacas. Métodos que utilizaran la información de diferentes sensores añadidos en la línea anterior permitirían un control más preciso del movimiento del sensor tumoral. Otro punto importante podría ser mejorar la precisión de la compensación de la gravedad con nuevas técnicas. Y por último, poder construir una rejilla regular cuyos puntos fueran equidistantes sobre la superficie del cerebro teniendo en cuenta sus circunvoluciones.

En la tercera línea se proponen mejoras de software, con una interfaz de usuario más compleja y más medidas de seguridad en el programa.

Referencias

- [1] R. Westphal (2007): Sensor-Based Surgical Robotics: Contributions to Robot Assisted Fracture Reduction, ISBN 978-3-8322-6595-3, Shaker-Verlag, http://www.rob.cs.tu-bs.de/content/03-research/03-publications/download/rwe_2007_08_diss.pdf
- [2] Markus Rilk, Daniel Kubus, Friedrich M. Wahl, Klaus W.G. Eichhorn, Ingo Wagner, Friedrich Bootz (2010): Demonstration of a Prototype for Robot Assisted Endoscopic Sinus Surgery, Video proceedings of ICRA2010, http://www.rob.cs.tu-bs.de/content/03-research/01-projects/62-endoscope/icra2010_prototype.wmv
- [3] Etienne Dombre (2005): Introduction to Surgical Robotics, LIRMM Montpellier, <http://www.lirmm.fr/~w3rob/UEE05/presentations/lecturers/Dombre.pdf>
- [4] John E. Speich, Jacob Rosen (2004): Medical Robotics, http://bionics.soe.ucsc.edu/publications/BC_01_Medical_Robotics.pdf
- [5] J. Lucena et al. (2007): Historia, evolución, estado actual y futuro de la cirugía robótica, Revista de la Facultad de Medicina, Volumen 30 - Número 2, 2007 (109-114), <http://www.scielo.org.ve/pdf/rfm/v30n2/art02.pdf>
- [6] Russell A. Faust (2007): Robotics in Surgery: History, Current, and Future Applications.
- [7] Anthony R. Lanfranco, Andres E. Castellanos, Jaydev P. Desai, William C. Meyers (2004): Robotic Surgery: A Current Perspective, Ann Surg. 2004 January; 239(1): 14–21.
- [8] Lorrie Faith Cranor (2008): A Framework for Reasoning About the Human in the Loop, Carnegie Mellon University, http://www.cylab.cmu.edu/files/pdfs/tech_reports/cmucylab08001.pdf
- [9] Staübli Faverges (2004): Arm - RX series 90B family characteristics, http://www.gipsa-lab.grenoble-inp.fr/~nicolas.marchand/teaching/staubli_rx90.pdf
- [10] JR3 Inc.: JR3 100M40A3 Force Sensor Data Sheet, <http://www.jr3.com/documents/datasheets/MSeries/100M40A3.pdf>
- [11] Ralf Stroop (2007): Taktile Sensorik in der intraoperativen Robotik, FernUniversität Hagen.
- [12] R. Stroop, D. O. Uribe, M. O. Martinez, M. Brökelmann, T. Hemsell, J. Wallaschek (2007): Tactile tissue characterisation by piezoelectric systems, Springer Science.
- [13] Prosise, Jeff (1999): Programming Windows with MFC, Microsoft Press.
- [14] Armadillo C++ linear algebra library, <http://arma.sourceforge.net/>
- [15] MeshLab, <http://meshlab.sourceforge.net/>
- [16] Barry W. Boehm (1988): A spiral model of software development and enhancement.
- [17] Sharam Hekmatpour, Darrel C. Ince (1988): Software Prototyping, Formal Methods, and VDM, Addison-Wesley, ISBN:020117572X
- [18] M. Araki (2002): PID Control.
- [19] Mark de Berg, Otfried Cheong, Marc van Kreveld, Mark Overmars (2000): Computational Geometry: Algorithms and Applications, Springer-Verlag, ISBN 9783-540-77973-5.
- [20] E. A. Rodríguez Tello (April 13 2010): Triangulaciones de Delaunay (construcción incremental), Cinvestav Tamaulipas.
- [21] D. L. Applegate, R. M. Bixby, V. Chvátal, W. J. Cook (2006): The Travelling Salesman Problem, ISBN 0-691-12993-2

- [22] M. Tham (1998): Discretised PID Controller, <http://lorien.ncl.ac.uk/ming/digicont/digimath/dpid1.htm>
- [23] Tomas B. Co (February 13, 2004): Ziegler-Nichols Closed Loop Tuning, Michigan Technological University.
- [24] J. G. Ziegler, N. B. Nichols (1942): Optimum settings for automatic controllers, Transactions of the ASME. 64. pp. 759–768
- [25] Microstar Laboratories (2009): Ziegler-Nichols Tuning Rules for PID, <http://www.mstarlabs.com/control/znrule.html>
- [26] Eric W. Weisstein (2012): Least Squares Fitting-Polynomial, MathWorld - A Wolfram Web Resource, <http://mathworld.wolfram.com/LeastSquaresFittingPolynomial.html>
- [27] Sofie Goderis (2008): On the separation of user interface concerns: A Programmer’s Perspective on the Modularisation of User Interface Code, Ph.D. thesis, Vrije Universiteit Brussels.
- [28] Obj Specification, <http://www.martinreddy.net/gfx/3d/OBJ.spec>
- [29] Paul Bourke: PLY - Polygon File Format, <http://paulbourke.net/dataformats/ply/>
- [30] Microsoft Corporation (2012): KINECT for Windows <http://www.microsoft.com/en-us/kinectforwindows/>

Todos los enlaces han sido verificados a fecha de 21/08/2012

6. Anexo I: memoria en inglés

A continuación se incluye de forma íntegra la memoria que se elaboró para la Universidad de Braunschweig en inglés. La memoria sigue una estructura similar a la versión española, desarrollando en profundidad todos los métodos. La memoria contiene su propio índice e incluye como anexos las tablas de la batería de pruebas del controlador PID y los códigos para ejecutar desde la interfaz gráfica de usuario el proceso de escaneo, las calibraciones o las pruebas.

Esta página ha sido intencionadamente dejada en blanco.